



the examiner's decision of rejection or  
application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-250263

(43) 公開日 平成11年(1999) 9月17日

(51) IntCl <sup>4</sup>	識別記号	FI	
G 0 6 T 7/20		G 0 6 F 15/70	4 0 5
A 6 1 B 6/03	3 6 0	A 6 1 B 6/03	3 6 0 E
G 0 6 F 19/00		H 0 4 N 1/387	
G 0 6 T 1/00		G 0 6 F 15/42	X
H 0 4 N 1/387		15/62	3 9 0 B
審査請求 未請求 請求項の数4 OL (全 7 頁)			

(21) 出願番号 特願平10-53172  
(22) 出願日 平成10年(1998) 3月5日

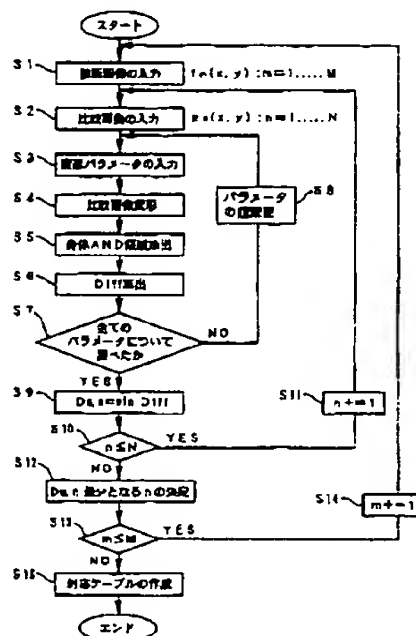
(71) 出願人 000004226  
日本電信電話株式会社  
東京都新宿区西新宿3丁目19番2号  
(72) 発明者 藤村 香央里  
東京都新宿区西新宿3丁目19番2号 日本  
電信電話株式会社内  
(72) 発明者 大辻 清太  
東京都新宿区西新宿3丁目19番2号 日本  
電信電話株式会社内  
(72) 発明者 藤野 雄一  
東京都新宿区西新宿3丁目19番2号 日本  
電信電話株式会社内  
(74) 代理人 弁理士 志賀 富士弥 (外1名)

(54) 【発明の名称】 胸部3次元断層画像のスライス画像自動照合方法及びそのプログラムを記録した記録媒体

## (57) 【要約】

【課題】 スライス画像列になる胸部CT画像を異なる時期に撮影した胸部CT画像と比較撮影するのに、医師が対応するスライス画像を見いだすのに手間取るし、負担が大きい。

【解決手段】 診断画像と比較画像をコンピュータに入力し (S1, S2)、コンピュータは比較画像のパラメータ変更 (平行移動、拡大縮小、回転) で診断画像に合わせ (S3, S4)、両画像のAND領域について画素毎の濃度の差分の絶対値の平均値を相速度Diffとして求め (S5, S6)、パラメータの変更を行って相速度Diffの最小相速度 $D_{min}$ を決定し (S7~S9)、各比較画像について最小相速度 $D_{min}$ のうちの最小値をもつ比較画像を決定する (S10~S12)。各診断画像についても最小値をもつ比較画像を決定して対応テーブルを作成しておく (S13~S15)。



(2)

特開平11-250263

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 胸部の体断面をX、Y軸方向とするスライス平面とし、体軸をZ軸方向とする画像列をもつ第1の3次元断層画像のうちの1つのスライス画像と、別の時期に撮影した第2の3次元断層画像のうちの1つのスライス画像を照合するにおいて、  
前記第1の3次元断層画像のスライス画像列から取り出した1つの診断画像及び前記第2の3次元断層画像のスライス画像列から取り出した1つの比較画像を入力する過程と、  
前記比較画像を前記診断画像に合わせる変形として、スライス平面方向になるX軸方向に平行移動量 $\alpha$ 、Y軸方向に平行移動量 $\beta$ だけ平行移動し、X軸方向に倍率 $\gamma$ 、Y軸方向に倍率 $\delta$ で拡大縮小を行い、角度 $\theta$ だけ回転移動する過程と、  
スライス画像番号mの診断画像と、前記過程により変形されたスライス画像番号nの比較画像について、ラベリングにより両画像のAND領域を抽出する過程と、  
前記比較画像と診断画像の前記AND領域における画素毎の濃度の差分の絶対値の平均値を相速度 $D_{diff}$ として計算する過程と、  
前記相速度 $D_{diff}$ の計算に前記平行移動量 $\alpha$ 、 $\beta$ 、拡大縮小率 $\gamma$ 、 $\delta$ 、回転角度 $\theta$ を選択する過程と、  
前記選択する過程で得られる相速度 $D_{diff}$ の最小相速度 $D_{mn}$ を前記第2の3次元断層画像の各スライス画像についてそれぞれ計算する過程と、  
前記各比較画像の最小相速度 $D_{mn}$ のうち最小値をもつ比較画像を前記診断画像と比較映写するスライス画像照合位置として決定する過程と、を有することを特徴とする胸部3次元断層画像のスライス画像自動照合方法。  
【請求項2】 請求項1において、前記最小相速度 $D_{mn}$ をもつ比較画像をスライス画像照合位置として決定する過程で、前記体軸方向をZ軸とし、このZ軸方向に対応する前記各比較画像の最小相速度 $D_{mn}$ の値列を2次関数で補間し、この2次関数の極小値をとるZ軸座標を前記スライス画像列の間隔以下の精度で対応するスライス画像照合位置とする過程を有することを特徴とする胸部3次元断層画像のスライス画像自動照合方法。  
【請求項3】 胸部の体断面をX、Y軸方向とするスライス平面とし、体軸をZ軸方向とする画像列をもつ第1の3次元断層画像のファイルから1つのスライス画像を診断画像として取り出し、かつ別の時期に撮影した第2の3次元断層画像のファイルから1つのスライス画像を比較画像として取り出す手順と、  
前記比較画像を前記診断画像に合わせる変形として、スライス平面方向になるX軸方向に平行移動量 $\alpha$ 、Y軸方向に平行移動量 $\beta$ だけ平行移動し、X軸方向に倍率 $\gamma$ 、Y軸方向に倍率 $\delta$ で拡大縮小を行い、角度 $\theta$ だけ回転移動する手順と、  
スライス画像番号mの診断画像と、前記過程により変形

されたスライス画像番号nの比較画像について、ラベリングにより両画像のAND領域を抽出する手順と、  
前記比較画像と診断画像の前記AND領域における画素毎の濃度の差分の絶対値の平均値を相速度 $D_{diff}$ として計算する手順と、  
前記相速度 $D_{diff}$ の計算に前記平行移動量 $\alpha$ 、 $\beta$ 、拡大縮小率 $\gamma$ 、 $\delta$ 、回転角度 $\theta$ を選択する手順と、  
前記選択する過程で得られる相速度 $D_{diff}$ の最小相速度 $D_{mn}$ を前記第2の3次元断層画像の各スライス画像についてそれぞれ計算する手順と、  
前記各比較画像の最小相速度 $D_{mn}$ のうち最小値をもつ比較画像を前記診断画像と比較映写するスライス画像照合位置として決定する手順とを、  
コンピュータに実行させるプログラムとして、該コンピュータが読み取り可能な記録媒体に記録した、ことを特徴とする胸部3次元断層画像のスライス画像自動照合方法のプログラムを記録した記録媒体。  
【請求項4】 請求項3において、前記最小相速度 $D_{mn}$ をもつ比較画像をスライス画像照合位置として決定する手順で、前記体軸方向をZ軸とし、このZ軸方向に対応する前記各比較画像の最小相速度 $D_{mn}$ の値列を2次関数で補間し、この2次関数の極小値をとるZ軸座標を前記スライス画像列の間隔以下の精度で対応するスライス画像照合位置とする手順を有することを特徴とする胸部3次元断層画像のスライス画像自動照合方法のプログラムを記録した記録媒体。  
【発明の詳細な説明】  
【0001】  
【発明の属する技術分野】 本発明は、コンピュータトモグラフィ（CT）画像など、胸部3次元断層画像を異なる時期に撮影した胸部3次元断層画像と比較映写する際のスライス画像自動照合方法に関するものである。  
【0002】  
【従来の技術】 過去と現在の胸部CT画像の比較映写は、画像に現れた陰影が腫瘍であるかどうか、それが悪性か否か、などを判断する上での手掛かりとなる。  
【0003】 従来、撮像時期の異なる画像同士を比較する場合、自動的に差分を取り出す方法はあったが（Thin Section CTによる3次元胸部画像の経過観察処理アルゴリズム：田原岳、河田佳樹、仁木登ほか：第4回胸部CT核医学会論文集VOL. 4, NO. 3）、医師が比較映写を行うのを直接支援する技術はなかった。  
【0004】  
【発明が解決しようとする課題】 かつて、医師が胸部CT画像を過去のものと比較して診断を行おうとした場合、受診者の呼吸状態や撮像位置の違いによるスライス画像のずれを医師が手で訂正するため、映写の際に時間がかかること、負担が大きいことに問題があった。特に、この負担は集団検診のような大規模映写を行う場合に

(3)

特開平 11-250263

大きな問題となる。

【0005】本発明の目的は、2組の同一人物の胸部3次元断面画像から身体と同じ位置のスライス画像を自動的に抽出できる胸部3次元断面画像のスライス画像自動照合方法及びそのプログラムを記録した記録媒体を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するため、本発明は、胸部の体断面をX、Y軸方向とするスライス平面とし、体軸をZ軸方向とする画像列をもつ第1の3次元断面画像のうちの1つのスライス画像と、別の時期に撮影した第2の3次元断面画像のうちの1つのスライス画像を照合するにおいて、前記第1の3次元断面画像のスライス画像列から取り出した1つの診断画像及び前記第2の3次元断面画像のスライス画像列から取り出した1つの比較画像を入力する過程と、前記比較画像を前記診断画像に含ませる変形として、スライス平面方向になるX軸方向に平行移動量 $\alpha$ 、Y軸方向に平行移動量 $\beta$ だけ平行移動し、X軸方向に倍率 $\gamma$ 、Y軸方向に倍率 $\delta$ で拡大縮小を行い、角度 $\theta$ だけ回転移動する過程と、スライス画像番号mの診断画像と、前記過程により変形されたスライス画像番号nの比較画像について、ラベリングにより両画像のAND領域を抽出する過程と、前記比較画像と診断画像の前記AND領域における画素毎の濃度の差の絶対値の平均値を相速度 $D_{\text{diff}}$ として計算する過程と、前記相速度 $D_{\text{diff}}$ の計算に前記平行移動量 $\alpha$ 、 $\beta$ 、拡大縮小率 $\gamma$ 、 $\delta$ 、回転角度 $\theta$ を選択する過程と、前記選択する過程で得られる相速度 $D_{\text{diff}}$ の最小相速度 $D_{\text{min}}$ を前記第2の3次元断面画像の各スライス画像についてそれぞれ計算する過程と、前記各比較画像の最小相速度 $D_{\text{min}}$ のうち最小値をもつ比較画像を前記診断画像と比較撮影するスライス画像照合位置として決定する過程とを有することを特徴とする。

【0007】また、本発明は、前記最小相速度 $D_{\text{min}}$ をもつ比較画像をスライス画像照合位置として決定する過程で、前記体軸方向をZ軸とし、このZ軸方向に対応する前記各比較画像の最小相速度 $D_{\text{min}}$ の値列を2次関数で補間し、この2次関数の極小値をとるZ軸座標を前記スライス画像列の間隔以下の精度で対応するスライス画像照合位置とする過程を有することを特徴とする。

【0008】また、本発明は、胸部の体断面をX、Y軸方向とするスライス平面とし、体軸をZ軸方向とする画像列をもつ第1の3次元断面画像のファイルから1つのスライス画像を診断画像として取り出し、かつ別の時期に撮影した第2の3次元断面画像のファイルから1つのスライス画像を比較画像として取り出す手順と、前記比較画像を前記診断画像に含ませる変形として、スライス平面方向になるX軸方向に平行移動量 $\alpha$ 、Y軸方向に平行移動量 $\beta$ だけ平行移動し、X軸方向に倍率 $\gamma$ 、Y軸方向に倍率 $\delta$ で拡大縮小を行い、角度 $\theta$ だけ回転移動する

手順と、スライス画像番号mの診断画像と、前記過程により変形されたスライス画像番号nの比較画像について、ラベリングにより両画像のAND領域を抽出する手順と、前記比較画像と診断画像の前記AND領域における画素毎の濃度の差の絶対値の平均値を相速度 $D_{\text{diff}}$ として計算する手順と、前記相速度 $D_{\text{diff}}$ の計算に前記平行移動量 $\alpha$ 、 $\beta$ 、拡大縮小率 $\gamma$ 、 $\delta$ 、回転角度 $\theta$ を選択する手順と、前記選択する過程で得られる相速度 $D_{\text{diff}}$ の最小相速度 $D_{\text{min}}$ を前記第2の3次元断面画像の各スライス画像についてそれぞれ計算する手順と、前記各比較画像の最小相速度 $D_{\text{min}}$ のうち最小値をもつ比較画像を前記診断画像と比較撮影するスライス画像照合位置として決定する手順とをコンピュータに実行させるプログラムとして、該コンピュータが読み取り可能な記録媒体に記録したことを特徴とする。

【0009】また、本発明は、前記最小相速度 $D_{\text{min}}$ をもつ比較画像をスライス画像照合位置として決定する手順で、前記体軸方向をZ軸とし、このZ軸方向に対応する前記各比較画像の最小相速度 $D_{\text{min}}$ の値列を2次関数で補間し、この2次関数の極小値をとるZ軸座標を前記スライス画像列の間隔以下の精度で対応するスライス画像照合位置とする手順をコンピュータに実行させるプログラムとして、該コンピュータが読み取り可能な記録媒体に記録したことを特徴とする。

【0010】以上の自動照合方法及び記録媒体によれば、診断画像に対して相速度の違いから自動的に適切な比較画像が決定され、この自動照合により、又は照合結果を対応テーブルを作成しておけば、医師からの要求があったときに対応する比較画像を自動的に検索し、表示することで医師の負担を軽減し、かつ読影時間を短縮する。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0012】スライス厚1cmの肺がん検診用胸部X線CT画像列について、現在と過去の画像を比較する場合を想定する。肺がん検診用胸部X線CT画像は、らせんCTを用いて撮像され、胸部の体断面をX、Y軸方向とする1枚のスライス画像にはZ軸（体軸）方向に1cm分の情報が含まれている。

【0013】図2は、本発明の実施形態を示す胸部CT画像の比較撮影装置の構成図である。1は、前年度撮像した肺の3次元断面画像列（N枚とする）をそれぞれスライス画像として保存したファイル、2は今年度撮像した肺の3次元断面画像列（M枚とする）をそれぞれスライス画像として保存したファイルである。2つのファイル1、2に保存されたCT画像列は撮像位置の違いや呼吸による肺の変形のため、違いが生じている。3は、コンピュータ処理によりファイル1の各スライス画像をファイル2の各スライス画像に自動照合した結果のスライ

(4)

特開平 11-250263

ス画像列を3次元断層画像として保存するファイルである。

【0014】4は、ファイル1の各スライス画像をファイル2の各スライス画像に自動照合した結果になるファイル3Aをファイル3にスライス画像列として保存する自動照合機能と、この自動照合後に読影者がファイル2から取り出した1つのスライス画像2Aと同じ位置のスライス画像3Aを取り出してディスプレイ装置4Aに並列表示する比較読影支援機能とを有するコンピュータシステムである。

【0015】コンピュータシステム4は、上記のスライス自動照合機能と比較読影支援機能を実現するためのソフトウェアを搭載している。このうち、自動照合処理は、今年度撮影のファイル2から取り出した1枚のスライス画像（診断画像）2Aに対して、ファイル1の前年度のスライス画像列から順次取り出したスライス画像（比較画像）1Aを変形して同じ照合位置になるスライス画像を抽出するために、相速度を計算する。この相速度は、診断画像2Aと比較画像1Aの各部位の濃度の差分の絶対値の平均値を用いる。

【0016】ここで、画像の濃度は、X線の吸収係であるため、身体の組織によって値が異なる。そのため、濃度の差分は、身体の組織の違いを意味する。肺領域の断層図を見ると、肺の形状や縦断の形状が身体のZ軸の位置によって異なるため、違う位置では組織の構成比が変化し、濃度の差分が大きくなることを利用して相速度を求める。

【0017】図1は、比較読影を支援するため、コンピュータに搭載するソフトウェアによって相速度の算出とこれに基づいた読影対象となる比較画像の決定等を算出

$$Diff = \frac{\sum_n |g_n(\gamma x - \alpha, \delta y - \beta, \theta) - f_n(x, y)|}{S_n} \quad \dots\dots (1)$$

【0024】但し、 $\alpha$ 、 $\beta$ は相速度 $Diff$ がX、Y軸方向の平行移動量、 $\gamma$ 、 $\delta$ はX、Y軸方向の拡大縮小率、 $\theta$ はX、Y軸平面上の回転角度、 $f_n(x, y)$ はm枚目の診断画像における座標 $x$ 、 $y$ 位置の画素の濃度を表す関数、 $g_n(\gamma x - \alpha, \delta y - \beta, \theta)$ はn枚目の比較画像における変形した座標 $\gamma x - \alpha$ 、 $\delta y - \beta$ 位置で角度 $\theta$ だけ回転させた画素の濃度を表す関数である。

【0025】これらの変形パラメータ $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\theta$ を随機的に変化させ（ステップS7、S8）、肺の呼吸の度合いを考慮して相速度 $Diff$ をそれぞれ計算し、このうちから最小の相速度 $Diff$ をもつ最小相速度 $D_{mn}$ を得る（ステップS9）。

【0026】上記までの手順により、m番目の診断画像2Aに対し、図4に示すように、ファイル1からN枚の比較画像を順次切り替えて取り出し、変形パラメータの値を変更しながら、両画像についてそれぞれ最小相速度 $D_{mn}$ を計算する（S10、S11）。

する処理（自動照合機能）手順図である。

【0018】図1において、まず、診断画像2Aと任意の1枚の比較画像1Aの画像データを入力する（ステップS1、S2）。

【0019】次に、診断画像2Aに合わせ、比較画像1Aに変形を加えるために、適当な値の変形パラメータを入力し（ステップS3）、比較画像1Aを変形させる（ステップS4）。

【0020】この変形は、呼吸による肺の変形については、胸郭学上による肺の容積変化を吸収するため、比較画像1AのX軸Y軸方向への拡大縮小を行う。また、横隔膜の上下による肺の容積変化を吸収するため、画像列の上下移動を行う。さらに、寝台に横になったときの身体の向きの違いを吸収するため回転移動を行い、撮像位置の違いを吸収するため平行移動を行う。

【0021】次に、診断画像2Aと変形した比較画像1Aのそれぞれについて身体領域をラベリングにより抽出し、図3に示すように、診断画像2Aの身体領域aと、比較画像1Aの身体領域bの両方の領域に含まれる部分領域となるAND集合を求める（ステップS5）。

【0022】次に、相速度の計算はAND集合内に限定し、上記の変形パラメータによって変形された比較画像1Aと診断画像2Aの身体領域のAND集合Aの面積を $S_A$ とし、診断画像2Aと比較画像1Aについて対応する画素毎の濃度の差分の絶対値の平均値を計算して相速度 $Diff$ を算出する（ステップS6）。この相速度 $Diff$ は、次式のように定義する。

【0023】

【数1】

【0027】これら最小相速度 $D_{mn}$ のうちで最小値をもつ比較画像1A<sub>n</sub>を決定する（ステップS12）。この比較画像1A<sub>n</sub>を診断画像2A<sub>m</sub>の照合対象となる画像として決定する。

【0028】図5は、1枚の診断画像2A<sub>m</sub>に対するN枚の比較画像の最小相速度 $D_{mn}$ のグラフの例である。この例では診断画像の2番目のスライス画像（m=2）に対して、比較画像の3番目のスライス画像（n=3）が対応する画像であることを示している。

【0029】以上の手順により、各診断画像に対して最小相速度 $D_{mn}$ が得られた比較画像を決定し（ステップS13、S14）、診断画像に対する比較画像の対応テーブルを作成する（S15）。

【0030】これにより、医師の読影中に過去の画像との比較を行いたいという要求があった場合、対応テーブルから対応する比較画像の検索を行い、ディスプレイ装置4Aに診断画像と比較画像を並列表示することによ

(5)

特開平 11-250263

て、比較撮影が可能となる。

【0031】上記の実施形態において、比較撮影のための対応テーブルの使い方は一例に過ぎず、他の比較撮影でも使うことができる。

【0032】また、変形パラメータの値の選択において、呼吸による肺の変形の度合いの範囲で平行移動量や拡大縮小率、回転のパラメータの変動率を制限することにより、計算量を減らすことができる。例えば、呼吸による横隔膜の移動量は、深呼吸時で0.8cmから8.1cmであることが文献「画像診断のための知っておきたい計測値：古寺研一、平松京一著：医学書院」に開示されており、この数値を考慮してパラメータの上限や下限を絞ることで計算量を減らすことができる。

【0033】また、相速度Diffの計算において、解像度を落として相速度の計算を行うことにより、計算量の削減が可能である。

【0034】また、診断画像と比較画像のスライス画像自動照合において、スライス画像はZ軸について離散だが、図6に示すように、Z軸方向に対応する各スライス画像の最小相速度 $D_{mn}$ の値列を2次関数で補間し、この2次関数の極小値をとるZ軸座標値を得ることができる。

【0035】このための処理手順は、図7に示すようになり、図1のステップS12に代えて、ステップS16を付加し、各比較画像の $D_{mn}$ の値列を2次関数で補間し、その極小値のZ軸位置を照合位置として決定することで実現される。

【0036】この照合位置は、必ずしも比較画像の各スライス画像列の番号nを示す整数値にはならず、各番号の間を示すこともあるが、スライス画像間隔以下の精度で対応するスライス画像照合位置として自動照合することも可能である。また、Z軸方向の補間は単独撮影の際の表示にも使われているので有効である。

【0037】以上までの説明は、胸部CT画像による照合の場合であるが、これに代えて、他の胸部3次元断層画像、例えばMRI (Magnetic Resonance Imaging) の画像でも同様の撮影を行なうのに利用することができる。

【0038】なお、本発明は、図1や図7に示した処理

を実現するための手順ないし計算アルゴリズムをコンピュータ等に行わせるためのプログラムを該コンピュータが読み取り可能な記録媒体、例えばフロッピーディスクやメモ리카ード、MO、CD、DVDなどに記録して配布することが可能である。

【0039】

【発明の効果】以上のとおり、本発明によれば、胸部3次元断層画像を異なる時期に撮影した胸部3次元断層画像と比較撮影するのに際して、診断画像に対する比較画像を決定するのに比較画像を変形パラメータの変更で診断画像に合わせ、両画像の各画素の濃度の相速度が最小値になる比較画像、又は最小値を2次関数で補間した極小値を撮影対象画像位置として自動的に抽出するようにしたため、医師からの要求があったときに対応テーブル等から対応する比較画像を検索し、表示することで医師の負担を軽減し、かつ撮影時間を短縮できるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態を示す処理手順。

【図2】本発明に係る胸部CT画像の比較撮影装置の構成図。

【図3】実施形態におけるAND集合の説明図。

【図4】実施形態における比較画像の決定方法を説明する図。

【図5】実施形態における各比較画像の最小相速度 $D_{mn}$ の特性例。

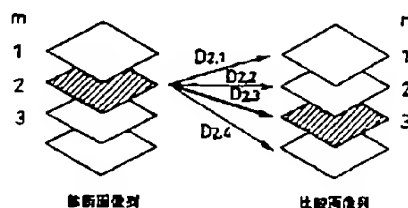
【図6】他の発明を示す最小相速度 $D_{mn}$ を2次関数で補間した特性例。

【図7】他の発明における処理手順。

【符号の説明】

- 1…前年度のファイル
- 2…今年度のファイル
- 2A…今年度のファイルから取り出した診断画像。
- 3…前年度のファイルを今年度のファイルに合わせたファイル
- 3A…前年度のファイルから取り出した比較画像
- 4…コンピュータシステム
- 4A…ディスプレイ装置

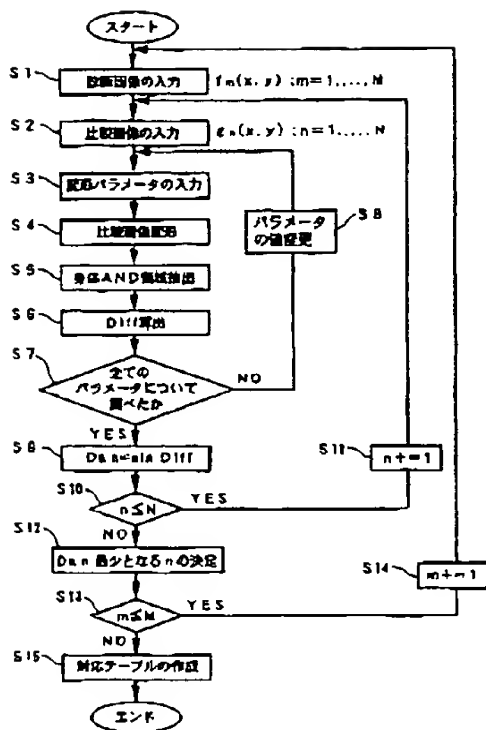
【図4】



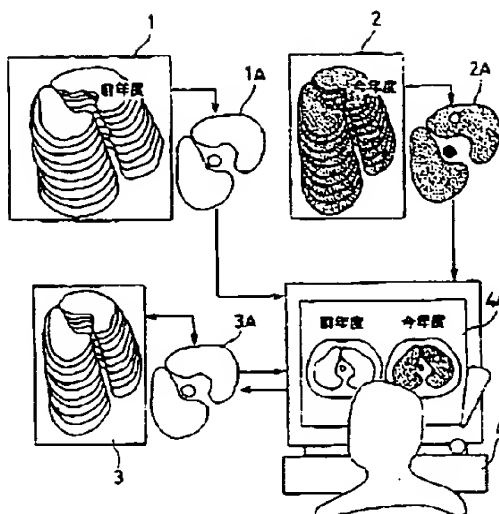
(6)

特開平11-250263

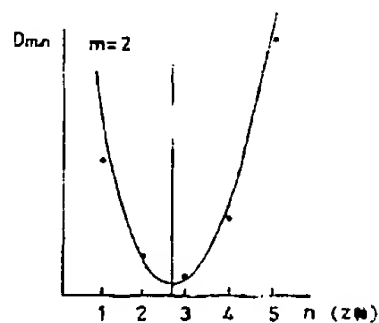
【図1】



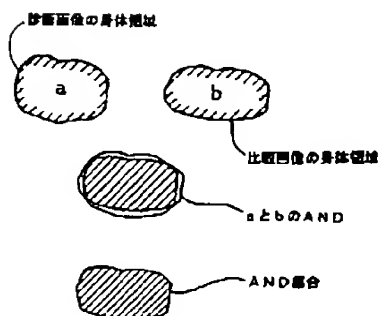
【図2】



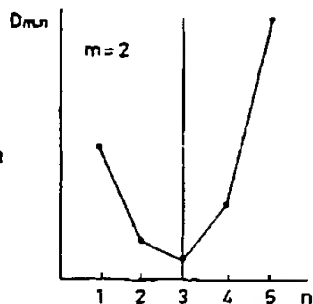
【図6】



【図3】



【図5】

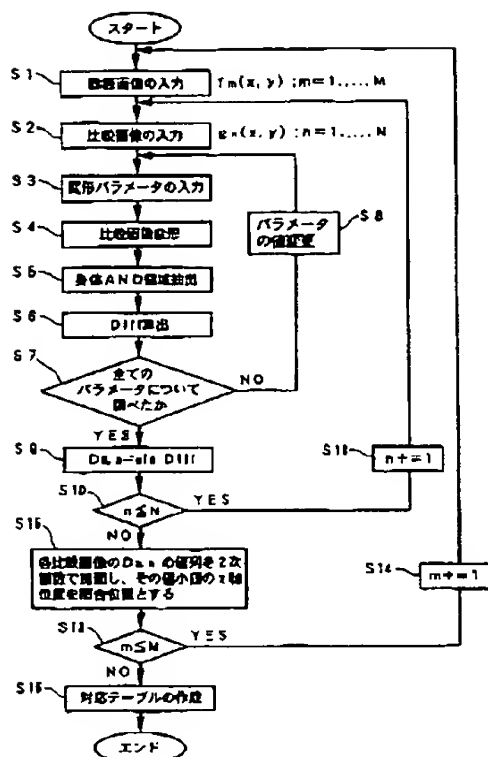




(7)

特開平11-250263

【図7】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: \_\_\_\_\_**

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**